

4111

## (54) PULSE WAVE MONITOR APPARATUS

(11) 63-290542 (A) (43) 28.11.1988 (19) JP

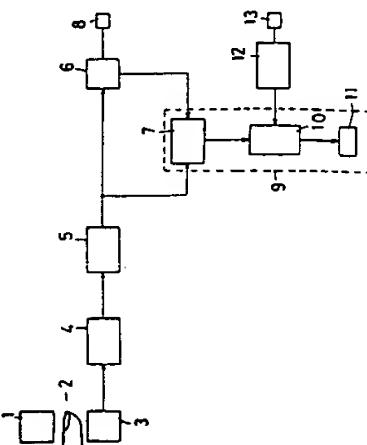
(21) Appl. No. 62-127443 (22) 25.5.1987

(71) MINOLTA CAMERA CO LTD (72) TAKAO SAKAI

(51) Int. Cl. A61B5/02, A61B5/00

**PURPOSE:** To set the alarm range of the value according to necessity, by providing a means for setting an alarm light value.

**CONSTITUTION:** The pulse wave component from a photodetector 3 is applied to both of a memory circuit 6 and an operation circuit 7 through a separation circuit 4 and a detection circuit 5. The operation circuit 7 calculates the ratio of the value from the memory circuit 6 and the value from the detection circuit 5 and the output thereof is compared with an alarm limit value by a comparator 10. The operation circuit 7, the comparator 10 and an alarm display part 11 constitute an alarm means. The alarm light value can be arbitrarily set to a setting circuit 12 by an operating means 13. An alarm is displayed on the alarm display part 11 on the basis of the output of the comparator 10.



1: light source

## (54) STERTOR DETECTOR

(11) 63-290543 (A) (43) 28.11.1988 (19) JP

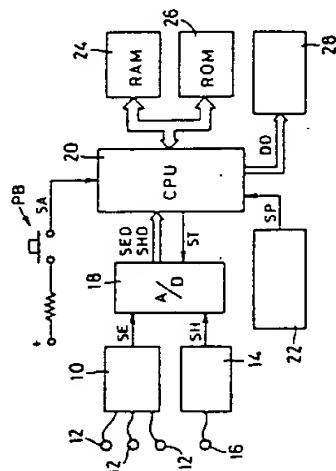
(21) Appl. No. 62-126770 (22) 22.5.1987

(71) KOORIN DENSHI K.K. (72) TOSHIYUKI ENDO

(51) Int. Cl. A61B5/02

**PURPOSE:** To reduce the irregularity of the detection accuracy of artery stertor due to an individual difference, by setting a cardiac sound take-in range to a range suitable for detecting the blood flow sound of the coronary arteries from the cardiac sound shown by a cardiac sound signal.

**CONSTITUTION:** The electrocardiographic signal corresponding to action potential and the cardiac sound signal corresponding to cardiac sound are respectively outputted from an electrocardiograph 10 and a phonocardiograph 14 and read in a CPU 20 through an A/D converter 18. The CPU 20 detects the second sound accompanied by the closure of the aortic valve and sets a cardiac sound data take-in range on the basis of the generation time of the second sound. The analytical result of the presence of the constriction obtained by the CPU 20 is displayed on a display device 28.



22: clock signal source

## (54) STERTOR DETECTOR

(11) 63-290544 (A) (43) 28.11.1988 (19) JP

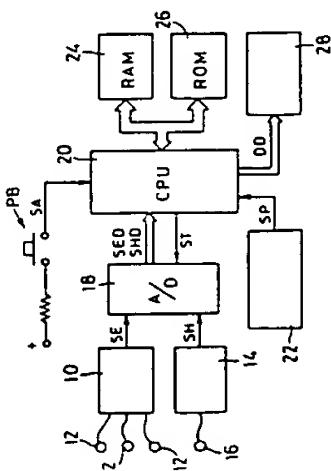
(21) Appl. No. 62-126771 (22) 22.5.1987

(71) KOORIN DENSHI K.K. (72) TOSHIYUKI ENDO

(51) Int. Cl. A61B5/02

**PURPOSE:** To detect the constriction of the coronary arteries with high accuracy, by removing the cardiac sound data whose amplitude is larger than that due to constriction abnormality among cardiac sound data from analytical data.

**CONSTITUTION:** The electrocardiographic signal corresponding to action potential and the cardiac sound signal corresponding to cardiac sound are respectively outputted from an electrocardiograph 10 and a phonocardiograph 14 and read in a CPU 20 through an A/D converter 18. The CPU 20 judges that the cardiac sound data whose amplitude is larger than that due to constriction abnormality among cardiac sound data is caused by noise such as respiratory sound and removes said cardiac sound from analytical data. The analytical result of the presence of constriction obtained by the CPU 20 is displayed on a display device 28.



22: clock signal source

⑬ 日本国特許庁 (JP)

⑭ 特許出願公開

## ⑮ 公開特許公報 (A)

昭63-290542

⑯ Int.CI.

A 61 B 5/02  
5/00

識別記号

310

庁内整理番号

Z-7259-4C  
A-7184-4C

⑯ 公開 昭和63年(1988)11月28日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑰ 発明の名称 脈波監視装置

⑱ 特 願 昭62-127443

⑲ 出 願 昭62(1987)5月25日

⑳ 発明者 坂井 隆夫 大阪府大阪市東区安土町2丁目30番地 大阪国際ビル  
ノルタカメラ株式会社内㉑ 出願人 ミノルタカメラ株式会社 大阪府大阪市東区安土町2丁目30番地 大阪国際ビル  
社

㉒ 代理人 弁理士 佐野 静夫

## 明細書

1. 発明の名称 脈波監視装置

2. 特許請求の範囲

(1) 生体の生理現象に起因する状態を検出して電気信号に変換する変換手段と、前記電気信号の脈動成分の波高値または波形面積を求める検出手段と、指令信号を出力する指令手段と、前記指令信号に基づいて前記検出手段からの波高値または波形面積を記憶する記憶手段と、波高値または波形面積の警告限界値を前記記憶手段に記憶された波高値または波形面積に対する比の形で設定する設定手段と、前記検出手段からの波高値または波形面積が上記警告限界値を超えたときに警告を行う警告手段とを備えた脈波監視装置。

(2) 警告手段は、記憶手段に記憶された波高値または波形面積と検出手段からの波高値または波形面積との比を算出する演算手段と、該演算手段で算出された比と設定手段に設定された比とを比較して算出比が設定比を越えているか否かを検知する比較手段とからなる特許請求の範囲第1項に

記載の脈波監視装置。

(3) 警告手段は、記憶手段に記憶された波高値または波形面積と設定手段に設定された比とから警告限界値を算出する演算手段と、該演算手段で算出された警告限界値と検出手段からの波高値または波形面積とを比較し、検出手段からの波高値または波形面積が警告限界値を越えているか否かを検知する比較手段とからなる特許請求の範囲第1項に記載の脈波監視装置。

(4) 指令手段は手動操作に応じて指令信号を出力する手動操作部材である特許請求の範囲第1項に記載の脈波監視装置。

(5) 指令手段は、所定期間における検出手段からの波高値または波形面積のバラツキが所定期間内であるか否かを判定し所定期間内である場合に指令信号を出力する判定手段である特許請求の範囲第1項に記載の脈波監視装置。

(6) 変換手段は、生体の被測定部位に光を照射する光源と、前記被測定部位からの透過光または反射光を受光する受光手段と、該受光手段の受光

出力に含まれる脈動成分を分離する分離手段とか  
らなる特許請求の範囲第1項に記載の脈波監視装置。

(7) 光源から射出される光は赤外光である特許請求の範囲第6項に記載の脈波監視装置。

(8) 波形面積は脈動成分の一周期分の面積である特許請求の範囲第1項に記載の脈波監視装置。

### 3. 発明の詳細な説明

#### 産業上の利用分野

本発明は患者の状態を監視する場合等に使用される脈波監視装置に関する。

#### 従来の技術

一般に呼吸器疾患の患者や麻酔下で呼吸ガスをコントロールされる手術中の患者では呼吸状態が急変して酸素欠乏になる可能性がある。また、呼吸ガスをコントロールされない軽い手術中、例えば局部麻酔下で歯科治療を受けている時などに一時的に緊張するあまり呼吸困難におちいったり、血圧が急上昇したりする場合もありうる。よって、これらの場合には安全性の立場から患者の状態を

#### 問題点を解決するための手段

生体の生理現象に起因する状態を検出して電気信号に変換する変換手段と、前記電気信号の脈動成分の波高値または波形面積を求める検出手段と、指令信号を出力する指令手段と、前記指令信号に基づいて前記検出手段からの波高値または波形面積を記憶する記憶手段と、波高値または波形面積の警告限界値を前記記憶手段に記憶された波高値または波形面積に対する比の形で設定する設定手段と、前記検出手段からの波高値または波形面積が上記警告限界値を越えたときに警告を行う警告手段とを備えた脈波監視装置。

#### 作用

指令手段によって指令した時点の波高値又は波形面積を記憶できるので、その指令を例えば患者の正常状態時に与えておけば、正常状態時の脈波の波高値又は波形面積が記憶されることになる。そして、警告限界値は、これらの記憶された値に対する比の形で設定される。その結果、例えば手術中の検出値は前記正常状態時の値との関係にお

常時監視することが非常に重要となる。そのような状態監視装置の1つとして特公昭51-1078号に示される装置がある。

この公知の装置では、所謂超音波ドプラ法を用いて生体の生理現象に起因する状態を検出して電気信号に交換すると共に該電気信号を波高値保持回路に入れて、波高値の変化である包絡線を得て、その出力信号が予め定めた変動範囲のうちの設定された数つかの段階の何れにあたるかを判断し、その段階に応じた表示手段で表示するようになっている

#### 発明が解決しようとする問題点

しかしながら、この装置では予め定めた変動範囲の段階は固定であり、任意に可変したり、設定しなおしたりする構成がない。そのため、患者によって正常時と異常時のレベル差が異なるにも拘わらず変動範囲の段階が一的であり、実用性に欠けるという欠点がある。

本発明は上述の問題が生じないように工夫した脈波監視装置を提供する。

いて監視されることになる。この警告限界値は設定手段によって任意に設定することが可能であるので、例えば患者ごとに、又は手術の内容や疾患内容に応じて設定値を定めることができる。

#### 実施例

以下に本発明の実施例を説明するが、ここでは取り扱う生体信号として光電容積脈波を例に説明する。尚、生体信号としては光電容積脈波の他に圧脈波や血流速度、血流量等も同様に扱うことができる。

第1図は本発明の一実施例の構成を示す機能ブロック図であり、(1)は指尖や耳介等の被測定部位(2)に光を照射するための光源、(3)は前記被測定部位を透過した光を受光する受光素子である。この受光素子(3)は被測定部位(2)に照射した光の反射光を受光するように配備してもよい。光源(1)としては、例えばハロゲンランプを用いることができ、このハロゲンランプの光を光学的フィルタによって不要な波長域光を除去した後、光ファイバで被測定部位(2)に導くようになすこと

ができる。同様に前記透過光（又は反射光）も光ファイバによって受光素子に導くようにできる。尚、光源(1)として発光ダイオードを用いてもよい。受光素子(3)は例えばシリコンフォトダイオードで構成される。この受光素子(3)で電気信号に変換された信号は次の分離回路(4)で脈動成分のみが抽出される。

そして、前記脈動成分から波高値又は波形面積が検出回路(5)によって検出される。検出回路(5)の出力は記憶回路(6)と演算回路(7)の双方に印加されるが、記憶回路(6)への取り込みは操作手段(8)の操作による指令があつて始めて進行され、指令がない場合は新たな取り込みは行われない。演算回路(7)では記憶回路(6)からの値と、検出回路(5)からの値の比を算出する。演算回路(7)の出力は比較器(10)で予め定めた警告限界値と比較され、この警告限界値を越えると警告表示部(11)で警告表示がなされる。警告表示部(11)は音声表示か、若しくはランプの点滅表示で警告を行う。或いはそれらの双方を行うようにしてもよ

力される信号のレベルが患者ごとに異なるのを均一なレベルにする。対数変換回路(23)は入力される脈波信号には皮膚の光透過率等による不要成分が含まれているので、次段のハイパスフィルタ(24)で、この不要成分を好適に除去できるように脈波信号を前もって成分分けをしておく作用をなす。その結果、脈波信号処理部(18)は第4図(a)に示す脈波信号から直流成分を除いた同図(b)の如き脈動成分（脈波交流成分）のみを出力する。この出力信号はA/D変換器(19)でデジタル量に変換され制御演算部(20)でデータ処理される。制御演算部(20)はマイクロコンピュータで構成されており、第1図に示す検出回路(5)、記憶回路(6)、演算回路(7)、比較器(10)、設定回路(12)等は、この制御演算部(20)内に含まれている。そして、この制御演算部(20)にはデータ表示部(21)、警告表示部(11)、前記操作手段(8)(13)が外付けされている。これらの操作手段は一般的にはスイッチで構成される。そこで、以下、(8)をメモリスイッチ、(13)を設定スイッチと呼ぶことにする。

い。尚、第1図で演算回路(7)、比較器(10)、警告表示部(11)は警告手段(9)を構成している。警告限界値は操作手段(13)によって設定回路(12)に任意に設定することができる。

次に、具体的な構成を第2図以下を参照して説明する。

第2図において、前述した光源(1)、受光素子(3)は電流・電圧変換部(16)と共にプローブ（探触子）(14)に設けられる。このプローブ(14)は耳介、又は指尖に装着して患者の体に傷を付けずに体外から脈波状態を測定するのに好適な構造となっている。

前記光源(1)には装置本体(15)の光源駆動部(17)から駆動信号が与えられる。電流・電圧変換部(16)の出力は装置本体(15)の脈波信号処理部(18)へ導かれる。この脈波信号処理部(18)は第3図に示すように利得制御増幅器(22)、対数変換回路(23)、ハイパスフィルタ(24)から構成されている。利得制御増幅器(22)は後述する制御演算部(20)の出力によって制御され、脈波信号処理部(18)へ入

前記A/D変換器(19)は例えば2重積分型に構成される。尚、前記制御演算部(20)はA/D変換信号から脈拍数を検出することもできる。この脈拍数は波高値比等と共にデータ表示部(21)で表示される。

次に、第2図の動作を説明する。監視スイッチ（図示せず）をオンすると、光源駆動部(17)が動作して光源(1)を駆動する。受光素子(3)は被測定部位を介して到達した光を受光する。この光は電流に変換され、更に次の電流・電圧変換部(16)で電圧に変換される。前記電圧は動脈血の影響によって脈動している。即ち、動脈血は体積が大きくなったり、小さくなったりしており、その体積が大きいときは光の吸収が多く、小さいときは光の吸収も少ないので、動脈血を介した光及びそれに基づく電気信号は脈動することになるのである。第4図(a)でいえば、(P<sub>1</sub>)が動脈血の体積が最大、(P<sub>2</sub>)が最小に対応している。

プローブ(14)から装置本体(15)へ導かれた出力電圧は脈波信号処理部(18)の可変利得増幅器(22)で信号レベルが一定になるように増幅され、次の

対数変換回路(23)を通してハイパスフィルタ(24)に入力される。ハイパスフィルタ(24)のカットオフ周波数は生体の脈拍よりも低い所に設定されているためハイパスフィルタ(24)の出力には第4図(b)に示すように脈動成分が現れる。A/D変換器(19)は前記脈動成分を脈拍数に比べて充分に高い周波数でA/D変換をする。

次に、制御演算部(20)の動作について第6図、第7図に示すフローチャートに従って説明する。まず、第6図のフローチャートでは電源がオンされる(11)と、制御演算部(20)はA/D変換器(19)を制御して生体の脈拍に比べて充分に早い間隔で原波信号処理部(18)の出力をA/D変換させる。(12)(13)ではメモリスイッチ(8)が使用者によって操作されるまで、A/D変換されたデータに基づいて1拍ごとの波高値を求める。ここで1拍とは第5図で正の部分(s<sub>1</sub>)と負の部分(s<sub>2</sub>)を含む期間(t)の原波をいう。波高値の検出は第5図で各サンプリング点(q<sub>1</sub>)(q<sub>2</sub>)…(q<sub>n</sub>)での値を次々と比較して大きいものを残していくことによって行われる。

メモリスイッチ(8)の状態を判別し、メモリスイッチ(8)が押されなければ(15)へ戻り、押されると今まで記憶されていた正常時の波高値に代えて新たな波高値を記憶(13)し、(15)へ戻る。

上記のフローにおける(12)(15)の動作を第7図を参照して更に詳細に説明する。第7図に示すように制御演算部(20)は原波信号処理部(18)の出力が負から正に変わると(1)を検出する(12)。該ポイントを検出すると制御演算部(20)内の毎拍ごとの波高値を記憶する変数をクリアすると共に原波周期を測定するための制御演算部(20)内のタイマーの計時をスタートさせる(122)。続いてA/D変換を繰り返す(123)～(125)。この間、毎拍ごとの波高値を記憶する変数とA/D変換値とが比較され、A/D変換値が小であれば変数はそのまま変わらないが、A/D変換値の方が大きければ、そのA/D変換値が今までの変数に代わって新たな変数となる(124)。この(124)の動作は原波形が再び負から正に変わるポイント(2)まで行われる。そして、このポイント(2)において原波周期を測

メモリスイッチ(8)が押されると、その時点における原波の波高値が制御演算部(20)の記憶回路に記憶される(14)。より詳細にいえば、第5図で(10)の時点でのメモリスイッチ(8)を押したとすると、この時点(10)を含む1拍よりも1つ前の1拍における波高値が記憶される。尚、メモリスイッチ(8)を押すのは患者の正常時又は手術前の時点で押すものとする。(15)では(12)と同様に原波信号処理部(18)の出力をA/D変換し原波の波高値を求める。その際、ついでに原波の周期も求める。次に、記憶されている正常時の波高値に対する現在の波高値の比を算出(16)し、更に原波の周期より脈拍数を算出する(17)。

前記(16)で求めた波高値比が予め設定されている警告限界値を越えているか否か、即ち警告範囲内か否か(18)で判定し、NOであれば警告表示部(11)で警報音を発生させ(110)、YESであれば警告表示部(11)に警告音を発生させる。

次に、(111)においてデータ表示部(21)に波高値比、脈拍数、原波形を表示する。(12)では再

定するためのタイマーをストップさせる(126)。

上記第7図の波高値を検出する動作は、要するに第5図の原波形において1拍分を波形が負から正に変遷する2つのポイント(A)(B)で特定し、この間ににおけるサンプリング点(q<sub>1</sub>)(q<sub>2</sub>)…(q<sub>n</sub>)でのA/D変換値を大きい方が変数として残るように順次比較していくって最終的に1番大きな値が波高値として残るようにしたものである。

第6図において、脈拍数はデータ表示部(21)で表示されるだけであったが、この脈拍数についても警告限界値を設定しておいて、(18)で波高値と脈拍数の双方について警告範囲内か否か判断するようにフローチャートを修正してもよい。

次に、原波形の波高値の代わりに波形面積に着目した第2の実施例について述べる。この第2の実施例においては原1拍分の面積を検出するという点が相違するだけで基本的には第1の実施例と同様に構成される。即ち、第6図の(12)及び(15)で波高値を求める代わりに原1拍分の面積を求め、また(16)では記憶されている正常時における波形

面積に対する現在の面積の比が求められ、(18)では波形面積に間に設定された警告限界値を超えるか否かが問われる。そして、(11)では波形面積が波高値に代わって表示される。更に、(14)及び(13)で記憶されるのは当然のことながら波形面積である。また、第7図では(24)において1拍分のA/D変換値を積算することによって1拍分の波形面積を求める。

上記実施例において、光源(1)から被測定部位に与える光としては赤外光が望ましい。赤外光、例えば805nmより長い波長においては動脈血中の酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)の吸収係数がヘモグロビン(Hb)のそれより大きく、そのため動脈血の酸素飽和度が下がると脈波形の波高値や波形面積が減少して状態悪化のときは波高値等が下がるという一般的な概念と合致するからである。但し、これらの値が大きくなつたとき警告音を出すように構成すれば可視光を用いることができる。因みに可視光では酸素飽和度が低下しているにも拘わらず脈波形の波高値や面積は増大する。

定期間における脈波の波高値のバラツキを調べさせ、そのバラツキが所定範囲内であるときに記憶指令信号を出力させる。これによって、基準となるデータを自動的に記憶することができる。尚、制御演算部で自動的にデータを記憶する方法として、上記の他に、装置の電源投入後の初回のデータを記憶したり、脈波の波高値のバラツキを常に調べておき隨時基準となるデータを記憶したりするようにしてもよい。

#### 発明の効果

本発明によれば、警告限界値を設定する手段が設けられているので、必要に応じた値の警告範囲をセットすることができるという効果がある。

また、装置使用時の検出結果に対する比の形で警告限界を設定するので、波高値又は波形面積として得られる検出結果が個人差や装置使用状況によって大きく変化しても、設定値を変える必要はない。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例の構成を機能的に示

す。上記実施例では、各時点での測定される波高値と記憶された波高値とから波高値の比を求め、その波高値比が警告限界を越えている場合に警告していたが、以下に述べる方法によって警告するようにしてもよい。

まず、メモリスイッチが押された場合、その時点での波高値を記憶し、更に警告限界の設定値(波高値比)から警告限界の範囲を予め求めておく。例えば、記憶された波高値が417で、警告限界の設定値が最小0.8、最大1.2である場合は警告限界の範囲として最小334、最大500が予め求められ記憶される。次に、警告を免するか否かの判定は、各時点での測定される波高値と警告限界の範囲とを比較することでなされる。この方法では、上記実施例のような各測定時点における割算は不要ない。

また、上記実施例ではスイッチへの手動操作に応じて記憶指令信号を与えていたが、その代わりに制御演算部(20)から自動的に記憶指令信号を与えるようにしてもよい。即ち、制御演算部に、所

すブロック図であり、第2図はその具体的な構成を示すブロック図、第3図は第2図の一部を詳細に示す図である。第4図は本発明装置における波形図であり、第5図は説明波形図である。第6図は第2図における演算制御部の動作フローを示すフローチャートであり、第7図はその一部を詳細に示すフローチャートである。

(1)…光源、(2)…被測定部位、(3)…受光素子、(4)…分離回路、(5)…検出回路、(6)…記憶回路、(7)…演算回路、(8)…メモリスイッチ、(9)…警告手段、(10)…比較器、(11)…警告表示部、(13)…設定スイッチ、(16)…電流・電圧変換部、(18)…脈波信号処理部、(19)…A/D変換器、(20)…制御演算部、(21)…データ表示部。

出願人

ミヅルタカメラ株式会社

代理人二人

弁理士 佐野 静夫

